

(19) 日本国特許庁 (JP)

(11) 特許出願公開

(12) 公開特許公報 (A) 平4-135550

(5) Int. Cl.⁵A 61 B 10/00
G 01 B 11/24
G 01 N 21/84

識別記号

府内整理番号

(13) 公開 平成4年(1992)5月11日

E 7831-4C
C 9108-2F
Z 2107-2J

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全10頁)

(6) 発明の名称 断層像観察用光走査装置

(2) 特願 平2-259914

(2) 出願 平2(1990)9月27日

(7) 発明者 上 邦 彰 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

(7) 発明者 金 子 守 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

(7) 発明者 五反田 正一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

(7) 出願人 オリンパス光学工業株 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

式会社

(7) 代理人 弁理士 伊藤 進

最終頁に続く

明細書

1. 発明の名称

断層像観察用光走査装置

2. 特許請求の範囲

被検体内部に挿入する挿入部に、断層像観察のための光を前記挿入部から放射状に走査する手段を備えたことを特徴とする断層像観察用光走査装置。

3. 発明の詳細な説明

[産業上の利用分野]

本発明は断層像観察のための光を走査し、被検体の内部情報を可視化を容易とする断層像観察用光走査装置に関する。

[従来技術]

近年、診療における画像利用が普及し、被検体の内部情報を無侵襲的、非接触的に計測する技術の重要性がますます高まっている。

従来、生体などの被検体内部の情報の無侵襲的、非接触的な計測は、主としてX線によって行われていたが、このX線の使用は、放射線被爆の問題

や生体機能の画像化が困難という問題があり、超音波内視鏡による体腔内組織の透視が行われるようになった。

しかしながら、前記超音波内視鏡は、空間分解能があまり高くなく、形態以外の生理的組成などの情報をすることはできない。さらに前記超音波内視鏡の使用に際しては、水などの媒体が必要であるため、被検体の観察に際しての処置が複雑であるという問題がある。

このため、最近では、光を用いて被検体内部の情報を可視化する光CTに係わる技術が種々提案されており、例えば、特開平1-209342号公報に、その先行技術が開示されている。

[発明が解決しようとする課題]

前記光CTなどによる断層像観察においては、断層像観察のための光を導く挿入部を被検体内部へ挿入し、この挿入部を湾曲動作させるなどして、適切に光走査が行われるようにする必要がある。

しかしながら、従来、前記挿入部外周に位置する観察部位の断層像を得ようとする場合などには、

前記挿入部の複雑な湾曲操作などが必要となり、光走査が不適切となるおそれがある。

さらに、前記挿入部の挿入が可能な被検体内部の空間が極めて狭い場合などには、前記挿入部の動きが制限されて適切な光走査が行なえず、希望する断層像が得られない可能性がある。

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、断層像観察に必要な光の走査を、簡単な操作で、しかも、確実に行なうことのできる断層像観察用光走査装置を提供することを目的とする。

[課題を解決するための手段及び作用]

本発明の断層像観察用光走査装置は、被検体内部に挿入する挿入部に、断層像観察のための光を前記挿入部から放射状に走査する手段を備えており、この手段により光走査が容易に行なえる。

[実施例]

以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。

第1図～第3図は本発明の第1実施例を示し、第1図は断層像観察用光走査装置の概略構成図、

レンズが設けられ、この対物レンズの結像位置に、イメージガイド11の先端面が配置されている。このイメージガイド11は、前記挿入部1内を押送され、後端面が図示しない接眼部内の接眼部レンズに対向している。そして、前記対物レンズによって結像された観察部位の光学像が前記イメージガイド11によって導かれ、前記接眼部から肉眼観察が可能なようになっている。

また、前記挿入部1には、断層像観察のための光を放射状に走査する手段としての光ファイバ束2が設けられ、この光ファイバ束2は、前記挿入部1外周側に複数の光ファイバ12が環状に配設されて構成されている。

第2図に示すように、前記光ファイバ12の先端は、前記先端部6の外周側に前記チャンネル部6aを周囲するよう配設されており、第3図に示すように、先端がファイバ軸に対して、例えば45°にカットされてテープ面12aが形成されている。

そして、このテープ面12aに、アルミニウム、

第2図は光ファイバの配置を示す説明図、第3図は光ファイバの先端形状を示す説明図である。

第1図に示すように、断層像観察用光走査装置は、被検体内部に挿入される細長で可挠性を有する挿入部1と、断層像観察のための光を出射するとともに、被検体内部からの反射光を受光する送受光装置3と、ガルバノメータ4と、このガルバノメータ4を制御する制御回路5とを備えている。

前記挿入部1は、例えば内視鏡の挿入部として構成され、先端部6のチャンネル部6aに、照明窓7、観察窓8、及び、吸引チャンネル9などが形成されている。

前記照明窓7の内側には図示しない配光レンズが装着され、この配光レンズの後端にライトガイド10が連設されている。このライトガイド10は、前記挿入部1内を押送されて図示しない光源装置に接続され、この光源装置からの照明光を伝送して前記照明窓7から被検体の観察部位に照射するようになっている。

また、前記観察窓8の内側には図示しない対物

銀、金などが蒸着されてミラー面が形成されるとともに、このミラー面が前記挿入部1先端で内側になるよう配列され、前記送受光装置3からの光をファイバ軸側方に放射し、また、被検体内部から反射された反射光をファイバ軸方向に入射するようになっている。

また、前記送受光装置3の内部には、例えばピコ秒単位の光パルスを出射するパルスレーザ、このパルスレーザから出射される光パルスの光路を形成するためのレンズ及びミラー群、及び、撮像手段などを備えている。

前記送受光装置3のパルスレーザーから光パルスが出射されると、この光パルスの出射に連動して前記制御回路5により前記ガルバノメータ4のミラー4aの振り角が制御され、前記光ファイバ束2の各光ファイバ12へ入射されるようになっている。

尚、前記光ファイバ12は、端部にテープ面12aを形成せずにプリズムを配置しても良く、また、前記光ファイバ12に代え、第4図に示すよ

うに、先端部13aを前記挿入部1から外側方向に曲げた光ファイバ13を使用して前記光ファイバ束2を構成しても良い。

次に、前記断層像観察用光走査装置を用いた光断層像観察について説明する。

例えば、人体臓器の患部の光断層像を観察する場合、まず、挿入部1を体腔内部に挿入する。次いで、先端部6外周側が患部位置に達したら、送受光装置3内のパルスレーザーより、半周期が数ピコ秒の極めて時間幅の短い光パルスを発生させ、この光パルスをガルバノメータ4のミラー4aで反射させて光ファイバ束2を構成する各光ファイバ12に入射させる。

前記各光ファイバ12に入射された光パルスは、先端のテープ面12aで反射されてファイバ軸側方へ放射され、前記光ファイバ束2から外側に向かって放射状に光走査が行われる。そして、患部に照射された光が組織表面及び内部で反射されると、この反射光が、前記光ファイバ束2から前記ガルバノメータ4のミラー4aを経て前記送受光

装置3内に導光され、内部のレンズ及びミラー群を経て、例えばストリークカメラなどの撮像手段に入射される。

前記ストリークカメラでは、前記反射光の時間分解波形を検出し、この時間分解波形を図示しない処理装置で処理することにより観察部位の断層像が得られ、図示しない表示装置に表示される。

すなわち、前記挿入部1を被検体内部に挿入して断層像を観察する場合、前記挿入部1の複雑な湾曲操作を要することなく、前記挿入部1の先端部6外周側を観察部位まで挿入するのみで、前記挿入部1から放射状に光走査が行われるため、希望する観察部位の断層像が容易に得られるのである。

尚、前記ガルバノメータ4に代え、第5図に示すように、前記光ファイバ束2と前記送受光装置3との間に、AOM(音響光学素子)14を配置し、このAOM14を制御回路15で制御することにより、前記送受光装置3からの光を走査制御するようにしても良い。

第6図及び第7図は本発明の第2実施例を示し、第6図は光断層像観察のためのシステム構成図、第7図はプローブ保持バルーンを示す説明図である。

この第2実施例は、前述の第1実施例に対してシングルファイバを用い、このシングルファイバ先端に配置したミラーを回転させて機械的に光走査を行なうものである。

第6図に示すように、光断層像観察のためのシステムは、プローブ21と、光断層処理制御部22と、画像処理装置23と、前記プローブ21の光走査駆動を制御する制御回路24とを備えている。

前記プローブ21は、被検体内部に挿入される細長で可撓性を有する挿入部25と、この挿入部25の基部側に設けられた太幅の操作部26とを有し、前記挿入部25先端側には、先端が閉塞された円筒状の透光性カバー27が接着されている。

また、前記挿入部25のほぼ軸心上に、前記光断層処理制御部22に接続される光ファイバ28

を内蔵したフレキシブルシャフト29が挿通され、このフレキシブルシャフト29の先端側が軸受30により回転自在に支持されている。さらに、前記透光性カバー27内に露呈する前記フレキシブルシャフト29先端に、前記フレキシブルシャフト29の軸心に対して例えば45°の傾斜角を有するミラー31と、このミラー31からの反射光を配光するためのレンズ32とが設置されている。

また、前記フレキシブルシャフト29の前記操作部26側には、ギア33が外嵌固定され、このギア33にギア34が噛合している。このギア34はモータ35の出力軸に固定され、このモータ35にはエンコーダ36が連設されている。前記モータ35には前記制御回路24が接続され、この制御回路24に前記エンコーダ36からの信号が入力されて前記モータ35の回転が制御されるようになっている。

前記光断層処理制御部22は、例えば色素レーザーとNd:YAGレーザーとを組合せたバルスレーザー37を備え、前記Nd:YAGレーザ

ーの出射光が色素レーザー内の色素（例えばRhodamine G）に照射され、この色素レーザーの出射光がレンズ38により収束されてビームスアリックタ39によって2つに分離されるようになっている。

前記ビームスアリックタ39を透過した光は、さらにビームスアリックタ40を透過してレンズ41にて集光され、前記プローブ21の光ファイバ28に入射された後、この光ファイバ28を経て観察部位に照射される。また、観察部位からの反射光は、前記レンズ41を通り、前記ビームスアリックタ40で反射されてビームスアリックタ42を通過し、KDP43などの非線形光学素子に入射される。

一方、前記パルスレーザー37から出射され、ビームスアリックタ39で反射された光は、遅延ミラー装置44のミラー44a、44bで反射され、ミラー45を経て前記ビームスアリックタ42で反射され、参照光として前記KDP43に入射されるようになっている。

光電子増倍管47で検出することができる。

前記光電子増倍管47の出力は、画像処理装置23に入力され、この画像処理装置23内には、同期検波増幅器と直流電流計とを組合わせて前記光電子増倍管47の出力を高感度に検出するロックインアンプ48、このロックインアンプ48からのアナログ信号をデジタル信号に変換するA/Dコンバータ49、及び、このA/Dコンバータ49からのデジタル信号を処理し、観察部位の光断層像を画像処理するコンピュータ50を備えている。

次に、本実施例の作用について説明する。

プローブ21の挿入部25を生体などの被検体内部に挿入し、この挿入部25の先端側を観察部位に位置させ、次いで、光断層処理制御部22内のパルスレーザ37より数ピコ秒の光パルスを出射させる。この光パルスは、ビームスアリックタ39、40を通過し、レンズ41を介して光ファイバ28に入射され、この光ファイバ28内を導かれて先端面から出射される。

前記KDP43は、観察部位からの反射光と前記参照光とを入力することにより、第2高調波を発生する。この第2高調波はフィルタ46を通過して光電子増倍管47により検出されるようになっており、前記フィルタ46は、前記パルスレーザー37の出射光の波長を入としたとき、第2高調波である波長 $\lambda/2$ を含む狭い帯域を通過させる特性となっている。

また、前記遅延ミラー装置44は、互いに対向するミラー44a、44bが可動ステージ44cに固定され、この可動ステージ44cを移動させる移動装置44dがモータ44eによって駆動されて前記参照光の光路長を変化させようになっている。

前記KDP43が発生する第2高調波の強度は、前記反射光と参照光をそれぞれ時間の関数とした場合の反射光と参照光の積の積分値に比例するため、前記ミラー44a、44bを移動させて参照光の光路長を変化させることにより、観察部位内部からの反射光の任意の時間成分の強度を、前記

前記光ファイバ28から出射された光パルスは、透光性カバー27内に露呈するフレキシブルシャフト29先端のミラー31で反射され、レンズ32を介して前記挿入部25側方に出射されて観察部位に照射される。

そして、照射された光パルスが、生体組織表面及び内部の屈折率の異なる境界面で反射されると、反射光パルスが前記光ファイバ28により前記光断層処理制御部22に導かれ、前記レンズ41により集光されて前記ビームスアリックタ49で反射され、ビームスアリックタ42を通過してKDP43に入射される。

このとき、前記パルスレーザー37より出射されビームスアリックタ39にて分離された光パルスは、ミラー44a、44b→ビームスアリックタ45→ビームスアリックタ42へと導かれ、このビームスアリックタ42で反射されて前記KDP43に参照光として入射される。

このKDP43で発生した第2高調波は、フィルタ46を介して光電子増倍管47により検出さ

れ、さらに、ロックインアンプ48を経てA/Dコンバータ49によりデジタル信号に変換されてコンピュータ50に入力される。

同時に、前記プローブ21の操作部26に内蔵されたモータ35が、エンコーダ36の出力に基づいて制御回路24によりフィードバック制御され、一定の回転数で回転させられる。前記モータ35の回転は、ギア33、34を介して前記フレキシブルシャフト29に伝達され、このフレキシブルシャフト29先端の前記ミラー31が回転させられる。

そして、前記挿入部25から放射状に光走査が行われて上記動作が繰り返されると、観察部位の各位置での反射光の時間成分の強度が検出され、前記制御回路24からの走査位置情報とともに前記コンピュータ50にて処理される。その結果、観察部位の光断層像が構築され、図示しない表示器に表示される。

この第2実施例においても、前述した第1実施例同様、光断層像の観察に際して、前記挿入部2

5の複雑な湾曲操作を要することなく、希望する観察部位の光断層像を容易に得ることができる。

ところで、前記プローブ21を用いて光断層像観察を行なう際には、第7図に示すように、前記挿入部25に装着したプローブ保持用バルーン51を使用することが望ましい。

この場合、前記挿入部25を被検体内部に挿入し、先端部が観察部位に達したとき、送吸気用チャンネル52から前記バルーン51に送気することにより、前記挿入部25の位置がずれないよう保持することができ、被検体内部からの反射光強度が小さい場合などの積分値に対し、ノイズを低減してS/N比を向上させることができるという利点を有する。

第8図以下は本発明の第3実施例を示し、第8図は光断層像観察のための内視鏡装置の構成図、第9図はシステム構成図、第10図は光ファイバ用外装チューブの構成を示す断面図である。

第8図に示すように、内視鏡装置は、内視鏡60と、この内視鏡60が接続される光源装置61、

ビデオプロセッサ62及び光断層処理装置63と、前記ビデオプロセッサ62に接続されるモニタ64とを備えている。

前記内視鏡60は、細長で可挠性を有する挿入部65と、この挿入部65の後端に連設された操作部66と、この操作部66の側部から延出されたユニバーサルコード67とを備えている。

前記ユニバーサルコード67内には、前記光源装置61からの照明光を伝送する図示しないライトガイドが挿通されており、また、前記ユニバーサルコード67の端部には、前記光源装置61に着脱自在に接続される光源コネクタ68が設けられている。この光源コネクタ68からは、信号ケーブル69が延出され、この信号ケーブル69の端部に、前記ビデオプロセッサ62に着脱自在に接続される信号コネクタ70が設けられている。

また、前記操作部66には、前記挿入部65に設けられた湾曲部を湾曲操作するための湾曲操作ノブ71と、ライトガイド駆動部72とが設けられ、このライトガイド駆動部72と前記光断層処

理装置63とが、ライドガイド73を介して接続されている。

また、前記挿入部65の先端部74の側部には、観察窓75と2つの照明窓76が設けられ、前記先端部74の最前端部には、先端が閉塞された円筒状の透光性カバー77が装着されている。

さらに、前記挿入部65及び操作部66内には、先端側が前記透光性カバー77内に連通し、後端側が前記ライトガイド駆動部72に接続されたチャンネル78が設けられている。

第9図に示すように、前記観察窓75の内側には、対物レンズ79が設けられるとともに、この対物レンズ79の結像位置にCCD80が設けられ、このCCD80に駆動回路81が接続されている。この駆動回路81に接続された信号線82は、挿入部65、操作部66、ユニバーサルコード67、光源コネクタ68及び信号ケーブル69内を挿通されて信号コネクタ70に接続され、この信号コネクタ70を介してビデオプロセッサ62に接続されるようになっている。

また、前記チャンネル78内には、光断層観察のためのライトガイド83が挿通されている。このライトガイド83の先端面には、前記透光性カバー77内に配設され、光軸を先端部74の側方に向けるアリズム84が固着されている。

一方、前記ライトガイド83の後端部は、前記ライトガイド駆動部72内に導入されており、前記ライトガイド駆動部72内において、前記ライトガイド83の後端部に円筒状の口金85が固定されている。また、前記ライトガイド駆動部72内には、前記口金85を回転自在に支持する軸受86が設けられ、前記口金85にギア87が外嵌固定されて、このギア87にギア88が噛合している。

前記ギア88は、第1のパルスモータ89の出力軸に固定され、この第1のパルスモータ89及び前記軸受86は、ラック90に固定されている。さらに、このラック90には、第2のパルスモータ91の出力軸に固定されたピニオン92が噛合している。

トガイド83から前記ビームスプリッタ40に導かれ、このビームスプリッタ40で反射されてビームスプリッタ42を透過し、前記ライトガイド73内の光ファイバ束73bを経てKDP43に入射されるようになっている。

一方、前記パルスレーザー37から出射され、ビームスプリッタ39で反射された光は、遅延ミラー装置43のミラー44a, 44bで反射され、さらに、ミラー45を経て前記ビームスプリッタ42で反射され、前記光ファイバ束73bを経て参照光として前記KDP43に入射されるようになっている。

そして、前述の第2実施例と同様、前記KDP43からの第2高調波がフィルタ46を通過して光電子増倍管47により検出され、ロックインアンプ48、A/Dコンバータ49を経てコンピュータ50により画像処理される。

前記コンピュータ50で処理された画像信号は、例えば、前記ビデオプロセッサ62内のスーパーインボーズ回路に入力され、このスーパーインボ

従って、前記第1のパルスモータ89を回転させることにより前記ライトガイド83が回転し、前記第2のパルスモータ91を回転させることにより、前記ラック90を介して前記ライトガイド83が進退するようになっている。

また、前記光断層処理装置63内には、前述の第2実施例と同様のパルスレーザー37、KDP43、フィルタ46、光電子増倍管47、画像処理装置23などが備えられ、前記パルスレーザー37からの出射光が、前記ライトガイド73内の光ファイバ束73aを介して前記ライトガイド駆動部72内のレーザーミラー群に入射される。

このレーザーミラー群においては、前述の第2実施例同様、ビームスプリッタ39によって前記パルスレーザー37からの出射光が2つに分離され、前記ビームスプリッタ39を透過した光は、さらにビームスプリッタ40を透過して前記ライトガイド83に入射され、被検体内部の観察部位に照射されるようになっている。

また、この観察部位からの反射光は、前記ライ

ース回路では、内視鏡画像の信号と光断層画像の信号とを合成し、モニタ64に表示するようになっている。

尚、前記ライトガイド83は、第10図に示すように、前記口金85に装着される第1の外装チューブ93内に、前記ライトガイド83の光ファイバ束94を被覆する第2の外装チューブ95が設けられた構造となっており、前記第2の外装チューブ95の外径D2と、前記第1の外装チューブ93の内径D1との間のクリアランスが、前記第2の外装チューブ95の肉厚ヒとほぼ同程度に設定されている。これにより、湾曲時の軸方向の動きが確保され、前記光ファイバ束94の耐久性が向上して折損などを防止することができる。

次に、本実施例の作用について説明する。

光源装置61からの照明光は、ユニバーサルコード67内の図示しないライトガイドから照明窓76を経て、被検体、例えば臓器96に照射される。この臓器96の光学像は、CCD80によって撮像される。このCCD80の出力信号は、ビ

デオプロセッサ62内の映像信号処理回路によつて処理され、この映像信号処理回路からの映像信号がスーパーインボーズ回路を経てモニタ64に入力され、このモニタ64に内視鏡画像が表示される。

一方、前記鏡96の生体組織97の光断層像を観察する場合には、まず、光断層処理装置63内のパルスレーザー37より数ピコ秒の光パルスを発生させる。この光パルスは、ビームスプリッタ39、40を透過してライトガイド83に入射され、このライトガイド83からアリズム84を経て、鏡器96の生体組織97に照射される。

すると、照射された光パルスに対し、生体組織97内の屈折率の異なる境界面で反射された反射光パルスが、前記ライトガイド83を介して前述した第2実施例と同様の光路を経て導光され、KDP43に参照光とともに入射される。

このKDP43からの第2高調波は光電子増倍管47で検出され、ライトガイド駆動部72にて前記ライトガイド83を進退、回転させて観測位

置を走査しながら上記動作を繰り返すことにより、生体組織97の光断層像を構成するのに必要なデータが取得される。

そして、このデータを光断層処理装置63で処理することにより光断層画像を構築し、ビデオプロセッサ62内のスーパーインボーズ回路により内視鏡画像と光断層画像とを合成してモニタ64に表示させる。

このように本実施例によれば、通常の内視鏡画像の観察とともに、生体組織97の光断層画像の観察が可能となる。その他の作用、効果は前述した各実施例と同様である。

[発明の効果]

以上述べたように本発明によれば、被検体内部に挿入する挿入部に、断層像観察のための光を前記挿入部から放射状に走査する手段を備えたため、光走査が容易に行なえ、確実に断層像を得ることができるという効果がある。

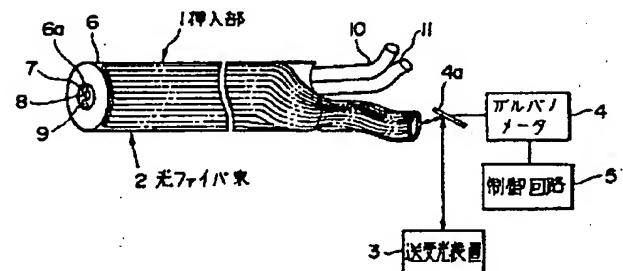
4. 図面の簡単な説明

第1図～第3図は本発明の第1実施例を示し、

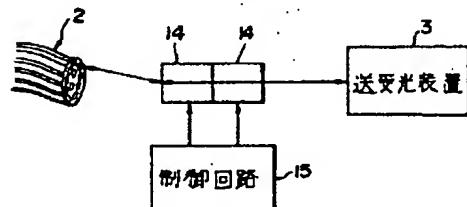
第1図は断層像観察用光走査装置の構成図、第2図は光ファイバの配置を示す説明図、第3図は光ファイバの先端形状を示す説明図、第4図及び第5図は変形例を示し、第4図は光ファイバの先端形状を示す説明図、第5図は断層像観察用光走査装置の構成図、第6図及び第7図は本発明の第2実施例を示し、第6図は光断層像観察のためのシステム構成図、第7図はプローブ保持バルーンを示す説明図、第8図以下は本発明の第3実施例を示し、第8図は光断層像観察のための内視鏡装置の構成図、第9図はシステム構成図、第10図は光ファイバ用外装チューブの構成を示す断面図である。

- 1…挿入部
- 2…光ファイバ束
- 3…送受光装置
- 4…ガルバノメータ
- 5…制御回路

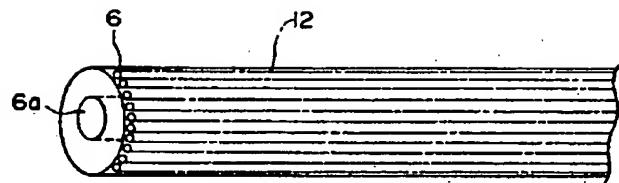
第1図



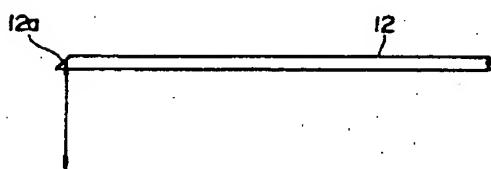
第5図



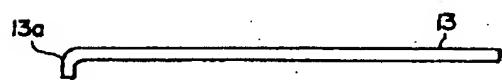
第2図



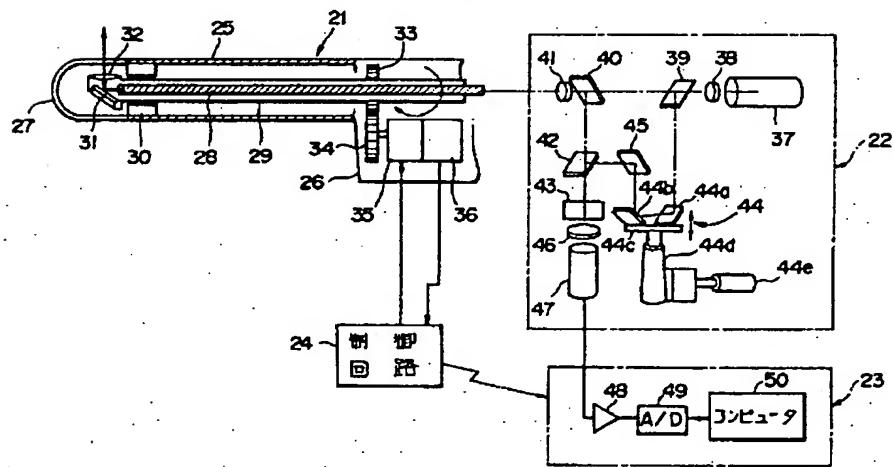
第3図



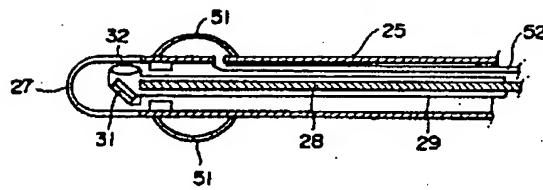
第4図



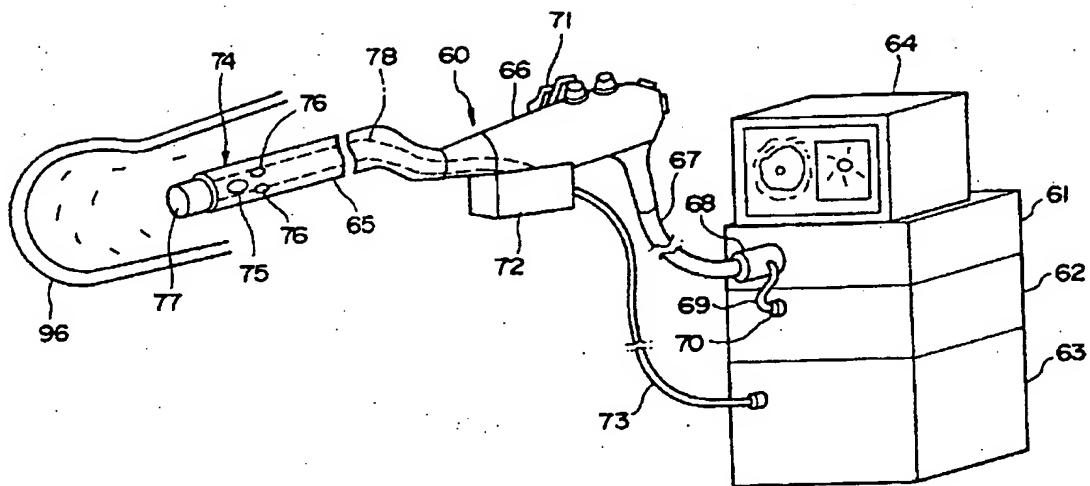
第6図



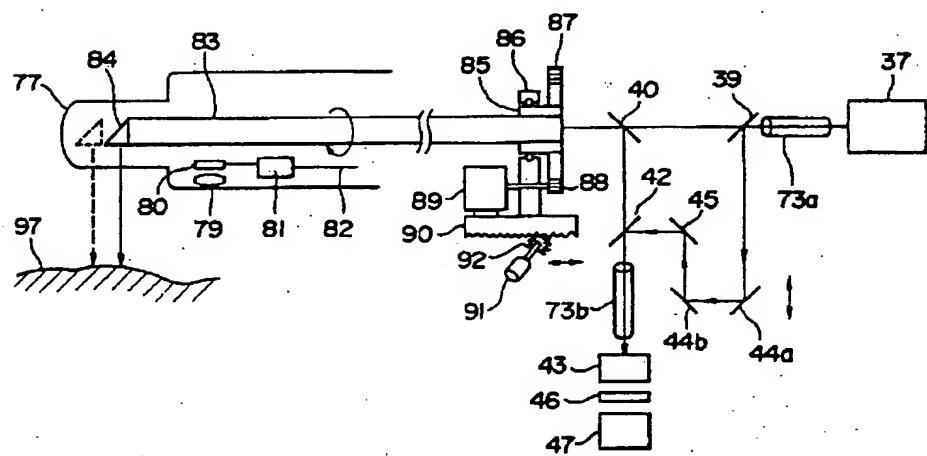
第7図



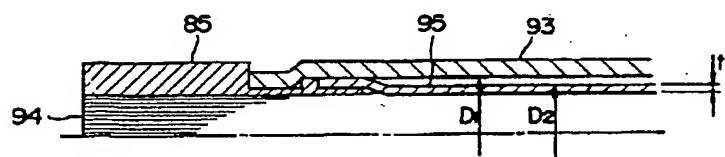
第8図



第9図



第10図



第1頁の続き

②発明者 高山 修一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

②発明者 中村 一郎 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

②発明者 中村 一成 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

②発明者 布施 栄一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

②発明者 高橋 進 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

②発明者 小坂 芳広 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

②発明者 鈴木 博雅 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

手続補正書(自発)

平成2年11月26日

特許庁長官 植松 敏義



1. 事件の表示 平成2年特許願第259914号

2. 発明の名称 断層像観察用光走査装置

3. 税正をする者
事件との関係 特許出願人住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
名 称 (037) オリンパス光学工業株式会社
代表者 下山 敏郎4. 代理人
住 所 東京都新宿区西新宿7丁目4番4号
武蔵ビル6階 ☎ (371) 3561
氏 名 (7623)弁理士 伊藤 達

5. 税正命令の日付 (自 発)

6. 税正の対象 明細書の「発明の詳細な説明」の欄

7. 税正の内容 別紙の通り

- 明細書中第9ページ第6行から第7行に、「このシングルファイバ先端に配置したミラーを回転させて」とあるのを削除します。
- 明細書中第10ページ第3行の「さらに、」の前に、「尚、前記光ファイバ28は、前記フレキシブルシャフト29に固定し、前記光ファイバ28と前記フレキシブルシャフト29とを同時に回転させるようにしても良い。」を挿入します。
- 明細書中第11ページ第2行に、「G」とあるのを「6G」と補正します。

